

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-006044

(43)Date of publication of application : 09.01.2002

(51)Int.Cl. G01T 1/161  
A61B 6/03  
G06T 1/00  
G06T 3/00

(21)Application number : 2000-181218 (71)Applicant : SHIMADZU CORP

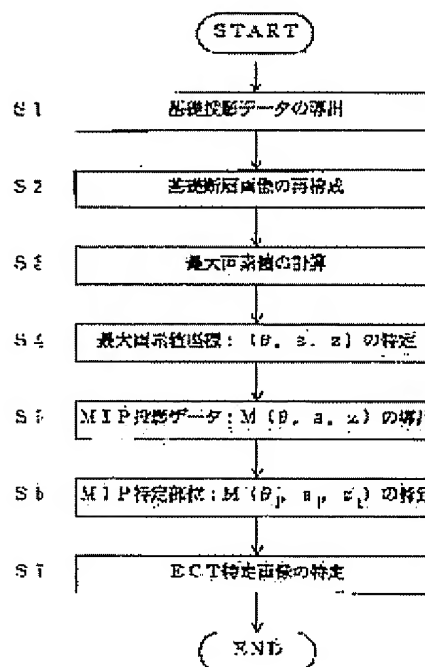
(22)Date of filing : 16.06.2000 (72)Inventor : KITAMURA KEIJI

## (54) PROCESSOR FOR TOMOGRAPHIC IMAGE

### (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a processor by which a tomographic image regarding the specific part of a specimen is specified with good efficiency.

SOLUTION: A basic tomographic image which is reconstituted in Step S2 is subjected to a series of MIP processing operations from Step S3 up to Step S5, and MIP projection data is projected. Since the MIP projection data uses a maximum pixel value as a projection value, a part which corresponds to a very small part can be judged easily on the basis of the MIP projection data. Even when an ECT specific image regarding the specific part of the specimen P is retrieved, the basic tomographic image is already found in Step S7, and an ECT tomographic image can be immediately specified without retrieving a plurality of basic tomographic images on the basis of maximum pixel value coordinates which are found in the MIP processing operations and on the basis of an MIP specific part.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 11.09.2006

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-6044

(P2002-6044A)

(43)公開日 平成14年1月9日(2002.1.9)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト(参考)
G 0 1 T 1/161		G 0 1 T 1/161	C 2 G 0 8 8
A 6 1 B 6/03	3 6 0	A 6 1 B 6/03	3 6 0 D 4 C 0 9 3
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 A 5 B 0 5 7
3/00	4 0 0	3/00	4 0 0 J

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 15 頁)

(21)出願番号 特願2000-181218(P2000-181218)

(22)出願日 平成12年6月16日(2000.6.16)

(71)出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72)発明者 北村 圭司

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会  
社島津製作所内

(74)代理人 100093056

弁理士 杉谷 勉

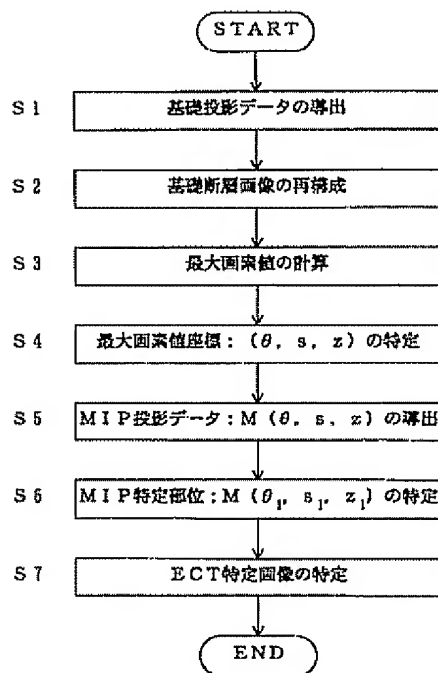
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 断層画像処理装置

(57)【要約】

【課題】 被検体の特定の部位に関する断層画像を効率良く特定することを課題とする。

【解決手段】 ステップS2で再構成された基礎断層画像を、ステップS3からS5までの一連のMIP処理を施すことによって、MIP投影データが投影される。このMIP投影データは最大画素値を投影値としているので、MIP投影データから容易に微小部位に相当する部分が判断できる。また被検体Pの特定の部位に関するECT特定画像を検索するときでも、ステップS7で基礎断層画像は既に求められているので、MIP処理で求められた最大画素値座標及びMIP特定部位に基づいて、複数個の基礎断層画像を検索することなく、すぐにECT断層画像を特定することができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体からの放射線検出信号に基づいて得られる投影データを再構成して被検体の断層画像を求める断層画像処理装置であって、(a) 被検体からの放射線検出信号に基づいて第 1 の投影データを導出する第 1 の投影データ導出手段と、(b) 前記第 1 の投影データ導出手段で導出された第 1 の投影データから 3 次元の第 1 の断層画像を再構成する第 1 の画像再構成手段と、

(c) 前記第 1 の画像再構成手段から再構成された第 1 の断層画像と、この断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の 1 点の座標を各投影線毎にそれぞれ特定する座標特定手段と、(d) 前記座標特定手段で特定された各座標の画素値を投影値として第 2 の投影データを導出する第 2 の投影データ導出手段と、(e) 前記第 2 の投影データ導出手段で導出された第 2 の投影データ上の部位を特定する部位特定手段と、(f) 前記部位特定手段で特定された第 2 の投影データ上の部位と、前記投影線分上の座標とに基づいて、前記第 1 の断層画像の内から 2 次元の第 2 の断層画像を特定する第 1 の断層画像特定手段とを備えることを特徴とする断層画像処理装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の断層画像処理装置において、(g) 同じ被検体であって別の放射線検出信号に基づいて、第 1 の投影データよりも正確な位置情報を有する第 3 の投影データを導出する第 3 の投影データ導出手段と、(h) 前記第 3 の投影データ導出手段で導出された第 3 の投影データから、第 1 の断層画像よりも正確な位置情報を有する 3 次元の第 3 の断層画像を再構成する第 2 の画像再構成手段と、(i) 前記第 2 の画像再構成手段から再構成された第 3 の断層画像と、第 1 の断層画像とに基づいて、第 3 の断層画像の位置合わせを行う位置合わせ手段と、(j) 第 2 の投影データ上の部位と、投影線分上の座標とに基づいて、前記位置合わせ手段で位置合わせが行われた第 3 の断層画像の内から 2 次元の第 4 の断層画像を特定する第 2 の断層画像特定手段と、(k) 前記第 1 の断層画像特定手段から特定された第 2 の断層画像と、前記第 2 の断層画像特定手段から特定された第 4 の断層画像とを重ね合わせる重ね合わせ手段とを備えることを特徴とする断層画像処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、被検体の放射線検出信号に基づいて被検体の断層画像を求める断層画像処理装置に係り、特に、被検体の特定の部位についての断層画像を求める技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】一般に、被検体の放射線検出信号に基づいて被検体の断層画像を求める断層画像処理装置として、X 線 CT 装置や、核医学診断装置として ECT (Emission CT) 装置等がよく知られている。

【0003】ECT 装置の場合には、被検体に投与された放射性医薬剤（例えば  $^{133}\text{Xe}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 、 $^{201}\text{Tl}$ 、 $^{67}\text{Ga}$  等）から放出されたガンマ線を、光電子倍增管（フォトマルチプライアまたは PMT）を備えたガンマカメラによって発光量に変換する。即ち、変換された発光量の分布が 2 次元の投影データとなる。その投影データを、フィルタリングや逆投影等の再構成処理を行うことによって、被検体の断層画像が得られる。特に、被検体が人体の場合で、人体の特定の部位、例えば臓器やガンの発生部位等を調べるときは、上述した放射性医薬剤は人体の組織に対して高い親和性を示すので、被検体の機能診断が行える ECT 装置が有用である。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、断層画像処理装置で、被検体の特定の部位についての断層画像を求めるとき、以下のような問題がある。即ち、被検体の微小部位の断層画像、例えば人体の腫瘍の断層画像を求めることが困難という問題である。次に、ECT 装置を例に採って、上記問題点について詳しく説明する。

【0005】従来、人体の腫瘍等の微小部位に関する断層画像を求めるときには、得られた被検体の断層画像を画面に表示して、その表示結果に基づいて上記断層画像を求めている。しかし、上記の方法では、被検体の微小部位が見つかるまで断層画像を検索して表示しなければならず、非常に手間がかかる。また、求める微小部位が臓器やガンの発生部位程度の大きさと比較して極めて小さいことから、X 線 CT 装置で求めた断層画像はおろか、被検体の機能診断が行える ECT 装置で求めた断層画像でさえも、断層画像上の微小部位そのものを見落とす場合がある。そこで、断層画像を最大値投影 (MIP [Maximum Intensity Projection]) してから上記断層画像を特定する方法が知られている。

【0006】先ず、最大値投影（以下、適宜「MIP」と略記する）について説明する。図 8 の (a) に示すような 3 次元の断層画像 51 を、s 軸である投影面 52 に投影するとき、断層画像 51 と投影面 52 とを結ぶ線 53（以下、適宜「投影線 53」とする）は、投影面 52 に直交する。なお、ここでの角度  $\theta$  は、図 8 の (a) に示すように、図中の x 軸と投影線 53 とが成す角度である。また、図中の z 軸は紙面に対して垂直な方向である。通常の投影データは、断層画像 51 を通る投影線 53 上の画素値の積算、いわゆる積分投影によって求められる。MIP 処理による投影データは、図 8 の (b) に示すように、断層画像 51 を通る投影線 53 上の各画素値を順に  $a_1$ 、 $a_2$ 、 $a_3$ 、……、 $a_{s-1}$ 、 $a_s$  とし、各画素値の最大値を投影データの投影値  $b$  とすることによって求められる。即ち、各画素値  $a_s$  と投影値  $b$  との関係を表すと、 $b = \max(a_1, a_2, a_3, \dots, a_{s-1}, a_s)$  となる。上述の MIP 処理によって被検体の断層画像を投影する。すると、腫瘍等

は画素値が高いので、MIP処理によって投影された投影データから腫瘍等の微小部位を明確に表示することができる。

【0007】しかしながら、MIP処理によって投影された上記投影データから微小部位が特定できても、投影データからは微小部位の正確な位置が求められない。従って、結局はMIP処理で投影データを求めても、微小部位の正確な位置を求めるべく断層画像を検索しなければならない。また、MIP処理以外で、断層画像または被検体と投影面とを結ぶ線分上の1点の画素値を特定して投影するような投影法（例えば画素の最小値を投影値とする方法等）でも同様である。即ち、上記投影法によって投影された投影データから微小部位を明確に表示することができるが、微小部位の正確な位置が分からないので断層画像を再度検索しなければならない。

【0008】この発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであって、被検体の特定の部位に関する断層画像を効率良く特定することを課題とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】この発明は、上記課題を達成するために、次のような構成をとる。即ち、請求項1に記載の発明に係る断層画像処理装置は、被検体からの放射線検出信号に基づいて得られる投影データを再構成して被検体の断層画像を求める断層画像処理装置であって、(a)被検体からの放射線検出信号に基づいて第1の投影データを導出する第1の投影データ導出手段と、(b)前記第1の投影データ導出手段で導出された第1の投影データから3次元の第1の断層画像を再構成する第1の画像再構成手段と、(c)前記第1の画像再構成手段から再構成された第1の断層画像と、この断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の1点の座標を各投影線毎にそれぞれ特定する座標特定手段と、

(d)前記座標特定手段で特定された各座標の画素値を投影値として第2の投影データを導出する第2の投影データ導出手段と、(e)前記第2の投影データ導出手段で導出された第2の投影データ上の部位を特定する部位特定手段と、(f)前記部位特定手段で特定された第2の投影データ上の部位と、前記投影線分上の座標とに基づいて、前記第1の断層画像の内から2次元の第2の断層画像を特定する第1の断層画像特定手段とを備えることを特徴とする。

【0010】請求項2に記載の発明に係る断層画像処理装置は、請求項1に記載の断層画像処理装置において、

(g)同じ被検体であって別の放射線検出信号に基づいて、第1の投影データよりも正確な位置情報を有する第3の投影データを導出する第3の投影データ導出手段と、(h)前記第3の投影データ導出手段で導出された第3の投影データから、第1の断層画像よりも正確な位置情報を有する3次元の第3の断層画像を再構成する第2の画像再構成手段と、(i)前記第2の画像再構成手

段から再構成された第3の断層画像と、第1の断層画像とに基づいて、第3の断層画像の位置合わせを行う位置合わせ手段と、(j)第2の投影データ上の部位と、投影線分上の座標とに基づいて、前記位置合わせ手段で位置合わせが行われた第3の断層画像の内から2次元の第4の断層画像を特定する第2の断層画像特定手段と、

(k)前記第1の断層画像特定手段から特定された第2の断層画像と、前記第2の断層画像特定手段から特定された第4の断層画像とを重ね合わせる重ね合わせ手段とを備えることを特徴とする。

【0011】

【作用】請求項1に記載の発明の作用について説明する。被検体の放射線検出信号から第1の投影データ導出手段によって第1の投影データが導出されて、第1の投影データから第1の画像再構成手段によって3次元の第1の断層画像が再構成される。そして、座標特定手段によって第1の断層画像と、この断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の1点の座標が、各投影線毎に特定される。特定された各投影線毎の線分上の各座標から、第2の投影データ導出手段によって、各座標の画素値を投影値としたデータが投影面上に投影される。また、この各座標の画素値を投影値としたデータは、第2の投影データに相当する。前記第2の投影データは、座標特定手段によって特定された座標の画素値を投影値としているので、その座標の持っている情報は第2の投影データに反映されている。

【0012】さらに、第2の投影データから部位特定手段によって第2の投影データ上の部位が特定される。特定された第2の投影データ上の部位と、投影線分上の座標とから、投影線分上の座標がさらに絞り込まれる。そして第1の断層画像特定手段によって、特定された第2の投影データ上の部位と、投影線分上の座標とに基づいて、即ち第2の投影データ上の部位によってさらに絞り込まれた投影線分上の座標に基づいて、3次元の第1の断層画像の内から2次元の第2の断層画像が特定される。この時点で、第1の断層画像は既に求められているので、第2の投影データが導出されると、複数の第1の断層画像の内から断層画像を検索することなく、すぐに第2の断層画像が特定されることになる。

【0013】請求項2に記載の発明によれば、請求項1と同じ被検体の別の放射線検出信号から第3の投影データ導出手段によって第3の投影データが導出されて、第3の投影データから第2の画像再構成手段によって第3の断層画像が再構成される。第3の投影データは第1の投影データよりも正確な位置情報を有しているので、第3の断層画像も第1の断層画像よりも正確な位置情報を有することになる。そして、位置合わせ手段によって第3の断層画像は、第1の断層画像に基づく位置に合わせられる。

【0014】さらに、第2の断層画像特定手段によ

て、特定された第2の投影データ上の部位と、投影線分上の座標とに基づいて、即ち第2の投影データ上の部位によってさらに絞り込まれた投影線分上の座標に基づいて、第3の断層画像の内から第4の断層画像が特定される。第3の断層画像は第1の断層画像よりも正確な位置情報を有しているのと、位置合わせ手段によって第3の断層画像は、第1の断層画像に基づく位置に合わせられているので、第4の断層画像も第2の断層画像よりも正確な位置情報を有することになる。そして、重ね合わせ手段によって、第2の断層画像と第4の断層画像とを重ね合わせた断層画像は、請求項1の発明で求められた断層画像よりも正確な位置情報を有することになる。

#### 【0015】

【発明の実施の形態】〔第1実施例〕以下、本発明に係る断層画像処理装置の第1実施例を図面を参照しながら詳しく説明する。図1は、本発明に係る第1実施例のECT装置の要部構成を示す概略図である。図2は、演算部7とメモリ部8との内部をそれぞれ具体的にあらわしたブロック図である。

【0016】以下、単一のガンマ線を検出して被検体の断層画像を再構成するSPECT(Single Photon Emission CT)装置を例に採って、第1実施例のECT装置(以下、適宜「第1実施例装置」と略記する)の概略図を説明する。第1実施例装置は、図1に示すように、被検体Pを載置する天板1と、2つのガンマカメラ2と、2つのガンマカメラ2を配設したガントリ3と、天板1を移動させる天板移動機構4と、ガントリ3を回転させるガントリ回転機構5とを備えている。

【0017】天板1は、天板移動機構4によって、被検体Pを載せたまま水平方向(図1中のX軸方向)、上下方向(図1中のY軸方向)、及び被検体Pの体軸方向(図1中のZ軸方向、即ち紙面に対して垂直な方向)に移動するように構成されている。

【0018】2つのガンマカメラ2は、被検体Pと天板1とを挟んで、それぞれのガンマカメラ2が対向した状態で配設されている。そして、ガントリ回転機構5によってガントリ3が回転するのに連動して、それぞれのガンマカメラ2が対向したまま、被検体Pと天板1との周りを矢印RAの方向に回転する。即ち、ガンマカメラ2の回転によって被検体Pからガンマカメラ2に向けて入射されたガンマ線Gをそれぞれ検出することになる。

【0019】またガンマカメラ2は、被検体Pから放出されたガンマ線Gを検出してガンマ線の検出信号に変換する検出器と、散乱ガンマ線Gをカットするコリメータと、ガンマ線の検出信号から光に変換するシンチレータと、光電子倍增管(フォトマルチプライアまたはPMT)とから構成されている(ガンマカメラ2を構成するそれぞれの機構は図示省略)。そして、被検体Pから放出されたガンマ線Gは、ガンマカメラによって発光量に変換されて、その変換された発光量の分布が2次元の投

影データとなる。

【0020】また、第1実施例装置では、被検体Pの周りを半回転するだけで被検体Pの投影データを全部得られるようにガンマカメラ2を2つ備えたが、被検体Pの周りを1回転して被検体Pの投影データを全部得るならば1つのみのガンマカメラ2を備えても構わないし、3つ以上のガンマカメラ2を備えても構わない。

【0021】上述の構成以外に、第1実施例装置は、図1に示すように、発光量の分布を2次元の投影データに変換する輝度位置計算部6と、演算処理を行う演算部7と、後述する投影データや断層画像等のデータを記憶するメモリ部8と、モニタに映し出す画面表示部9と、第1実施例装置の操作・制御を統括するコントロール部10とを備えている。

【0022】輝度位置計算部6は、ガンマカメラ2によってガンマ線Gから変換された発光量を輝度信号の大きさとして計算を行っている。その一方で、発光量からガンマ線Gの発生源の位置を位置情報として計算を行っている。このように、ガンマ線Gがガンマカメラ2に入射する度に、上述した輝度信号の大きさと、位置情報とを計算して、輝度信号の大きさと、位置情報とから2次元の投影データを導出している。輝度位置計算部6から得られたこの2次元の投影データは本発明の他の投影データの基礎となるデータなので、以下、上記2次元の投影データを基礎投影データと定義づけることにする。また、この基礎投影データは、本発明における第1の投影データに相当して、この輝度位置計算部6は、本発明における第1の投影データ導出手段に相当する。

【0023】また、コントロール部10は、図示を省略するキーボード(操作卓)やマウス(ポインティングデバイス)等の入力操作装置を備えている。そして、コントロール部10は、天板1やガントリ2の操作を行う天板移動機構4及びガントリ回転機構5への操作命令、メモリ部8への書き込み(記憶)やメモリ部8からの読み出し、及び画面表示部9によるモニタの表示等の第1実施例装置の操作・制御を、入力操作装置からの入力操作に基づいて、あるいは自動的にを行っている。その他にも、コントロール部10は、後述する最大画素値の計算、最大画素値座標の特定、MIP投影データの導出、MIP特定部位の特定、及びECT特定画像の特定等の第1実施例の特徴的な手順の操作をも行っている。

【0024】次に、第1実施例の特徴部分である演算部7とメモリ部8との内部について、図2を参照してそれぞれ詳しく説明する。

【0025】まず、演算部7の具体的な構成について説明する。演算部7はCPU等で構成されており、図2に示すように、ECT再構成部11と、MIP処理部12と、部位特定部15と、及びECT画像特定部16とを備えている。さらに上記MIP処理部12は、最大画素値座標特定部13と、及びMIP投影部14とを備えて

いる。

【0026】E C T再構成部11は、後述する基礎投影データメモリ部21から読み出された基礎投影データ、即ち上記輝度位置計算部6から計算された基礎投影データに基づいて基礎断層画像を再構成する機能を備えている。この基礎断層画像は、本発明における第1の断層画像に相当して、このE C T再構成部11は、本発明における第1の画像再構成手段に相当する。

【0027】M I P処理部12は、後述する基礎断層画像メモリ部22から読み出された基礎断層画像、即ち上記E C T再構成部11から再構成された基礎断層画像に対して最大値投影して、即ちM I P処理を施して、最大画素値やM I P投影データ等を導出する機能を備えている。続いて、M I P処理部12の具体的構成である最大画素値座標特定部13、及びM I P投影部14について説明する。

【0028】最大画素値座標特定部13は、上記基礎断層画像と、この基礎断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の各画素値の最大値（以下、適宜「最大画素値」と略記する）を計算して、その最大画素値の座標（以下、適宜「最大画素値座標」と略記する）を各投影線毎にそれぞれ特定する機能を備えている。この最大画素値座標は、本発明における「第1の断層画像と、この断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の1点の座標」に相当して、この最大画素値座標特定部13は、本発明における座標特定手段に相当する。

【0029】M I P投影部14は、後述する最大画素値メモリ部24から読み出された最大画素値、即ち上記最大画素値座標特定部13から特定された各投影線毎の最大画素値を投影値とするデータを投影面に投影する機能を備えている。即ち、M I P投影部14は、基礎断層画像に対してM I P処理を施して、M I P処理による投影データ（以下、適宜「M I P投影データ」と略記する）を導出する機能を備えていることになる。このM I P投影データは、本発明における第2の投影データに相当して、このM I P投影部14は、本発明における第2の投影データ導出手段に相当する。ここで、演算部7の具体的構成の説明に再度戻る。

【0030】部位特定部15は、後述するM I P投影データメモリ部26から読み出されたM I P投影データ、即ち上記M I P投影部14から投影されたM I P投影データ上の部位を特定する機能を備えている。具体的に説明すると、第1実施例装置ではM I P投影データ上の画素値の最大値をM I P特定部位として自動的に抽出されるように、部位特定部15は構成されている。また変形例として、M I P投影データを画面表示部9によってコントロール部10を介してモニタに表示させて、マウス等といった入力操作装置から作業（オペレータ）の入力操作に基づいてM I P特定部位を求めるように、部位特定部15は構成されていてもよい。その場合には、部

位特定部15は演算部7の外部に構成されることになる。このM I P特定部位は、本発明における「第2の投影データ上の部位」に相当して、この部位特定部15は、本発明における部位特定手段に相当する。

【0031】E C T画像特定部16は、後述するM I P特定部位メモリ部27から読み出されたM I P特定部位と、後述する最大画素値座標メモリ部25から読み出された最大画素値座標とに基づいて、基礎断層画像の内からE C T特定画像を特定する機能を備えている。なお、M I P特定部位メモリ部27から読み出されたM I P特定部位とは、即ち上記部位特定部15から特定されたM I P特定部位のことであり、最大画素値座標メモリ部25から読み出された最大画素値座標とは、即ち最大画素値座標特定部13から特定された最大画素値座標のことである。このE C T特定画像は、本発明における第2の断層画像に相当して、このE C T画像特定部16は、本発明における第1の断層画像特定手段に相当する。

【0032】続いて、メモリ部8の具体的構成について説明する。メモリ部8はR A MやR O M等の記憶装置で構成されており、図2に示すように、基礎投影データメモリ部21と、基礎断層画像メモリ部22と、M I Pデータメモリ部23と、及びE C T特定画像メモリ部28とを備えている。さらに上記M I Pデータメモリ部23は、最大画素値メモリ部24と、最大画素値座標メモリ部25と、M I P投影データメモリ部26と、及びM I P特定部位メモリ部27とを備えている。

【0033】基礎投影データメモリ部21は、輝度位置計算部6から計算された基礎投影データがコントロール部10を介して書き込まれ、入力操作装置から作業（オペレータ）の入力操作に基づく、あるいは装置に組み込まれたプログラムに基づく読み出し命令（R E A Dコマンド）によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された基礎投影データはコントロール部10を介してE C T再構成部11によって基礎断層画像に再構成されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。

【0034】基礎断層画像メモリ部22は、E C T再構成部11から再構成された基礎断層画像がコントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された基礎断層画像はコントロール部10を介して、M I P処理部12内の最大画素値座標特定部13によって最大画素値や最大画素値座標になったり、M I P処理部12内のM I P投影部14によってM I P投影データに投影されたり、E C T画像特定部16によってE C T特定画像に特定されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。

【0035】M I Pデータメモリ部23は、M I P処理部12によってM I P処理が施された最大画素値やM I P投影データ等が、コントロール部10を介して書き込



まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された上記データはコントロール部10を介して、部位特定部15によってMIP特定部位に特定されたり、ECT画像特定部16によってECT特定画像に特定されたり、画面表示部9によってモニタにそれぞれ表示されたりする。続いて、MIPデータメモリ部23の具体的な構成である最大画素値メモリ部24、最大画素値座標メモリ部25、MIP投影データメモリ部26、及びMIP特定部位メモリ部27について、上記各データの具体的な手順の流れも兼ねて説明する。

【0036】最大画素値メモリ部24は、最大画素値座標特定部13によって計算された最大画素値が、コントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された最大画素値はコントロール部10を介して、MIP投影部14によってMIP投影データに投影されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。

【0037】最大画素値座標メモリ部25は、最大画素値座標特定部13によって特定された最大画素値座標が、コントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された最大画素値座標はコントロール部10を介して、ECT画像特定部16によってECT特定画像に特定されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。

【0038】MIP投影データメモリ部26は、MIP投影部14によって投影されたMIP投影データが、コントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたMIP投影データはコントロール部10を介して、部位特定部15によってMIP特定部位に特定されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。

【0039】MIP特定部位メモリ部27は、部位特定部15によって特定されたMIP特定部位が、コントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたMIP特定部位はコントロール部10を介して、ECT画像特定部16によってECT特定画像に特定されたり、画面表示部9によってモニタに表示されたりする。ここで、メモリ部8の具体的な構成の説明に再度戻る。

【0040】ECT特定画像メモリ部28は、ECT画像特定部16によって特定されたECT特定画像が、コントロール部10を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたECT特定画像はコントロール部10を介して、画面表示部9によってモニタに表示さ

れたりする。また、このECT特定画像が、第1実施例で最終的に求められる断層画像である。

【0041】次に、撮影を開始してから、被検体の特定の部位に関する断層画像を求めるまでの第1実施例に係る一連の手順について、図3のフローチャートを参照して説明する。

【0042】(ステップS1)放射性医薬剤(例えば $^{133}\text{Xe}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 、 $^{201}\text{Tl}$ 、 $^{67}\text{Ga}$ 等)の投与を被検体Pに対して行い、被検体Pを天板1に載置する。天板移動機構4及びガントリ回転機構5の操作によって、被検体Pを体軸Zの方向に移動させつつ、ガンマカメラ2を被検体Pの周りに矢印RAの方向に回転させる。上述の被検体Pの移動・ガンマカメラ2の回転によって、被検体に投与された上記放射性医薬剤から放出されたガンマ線Gが検出される。ガンマ線Gの検出信号は輝度位置計算部6によって基礎投影データに変換される。また、第1実施例装置ではガンマカメラ2を2つ備えているので、被検体Pの周りを半回転するだけであらゆる方向からの基礎投影データが得られる。導出された基礎投影データは、コントロール部10を介して、基礎投影データメモリ部21に書き込まれる。

【0043】(ステップS2)基礎投影データメモリ部21内の上記基礎投影データは、読み出し命令によってコントロール部10を介して、ECT再構成部11によって3次元の基礎断層画像に再構成される。あらゆる方向からの基礎投影データによって基礎断層画像は再構成されているので、基礎断層画像はあらゆる方向の断面に対する断層画像が得られて、基礎断層画像メモリ部22に書き込まれる。なお、最終的に求められるECT特定画像は、あらゆる方向の断面に対する基礎断層画像を必要としなく、3方向の断面に対する2次元の基礎断層画像だけでよい。従って、第1実施例では、3方向の断面に対する基礎断層画像を、水平方向(図1中のX軸方向)、上下方向(図1中のY軸方向)、及び被検体Pの体軸方向(図1中のZ軸方向)の3方向の断面とする。X軸に垂直な断面(YZ平面)とY軸に垂直な断面(ZX平面)とZ軸に垂直な断面(XY平面)とを、それぞれ「 $E_x(y, z)$ 」と「 $E_y(z, x)$ 」と「 $E_z(x, y)$ 」として、ECT特定画像の特定(ステップS7)を行う。なお、第1実施例では、上述の3方向は実施例装置の水平方向と上下方向と被検体Pの体軸方向とのXYZの方向にしたが、もちろんXYZ以外の方向でも構わない。

【0044】(ステップS3)基礎断層画像メモリ部22内の基礎断層画像は、読み出し命令によってコントロール部10を介して、まず、最大画素値座標特定部13によって最大画素値に計算される。詳述すると、3次元の基礎断層画像をs軸である投影面に投影する。このとき、「課題」のMIP処理の説明でも述べたように、基礎断層画像と、この基礎断層画像を投影させる投影面で

ある  $s$  軸とを結ぶ投影線は、 $s$  軸に直交して、 $X$  軸に対して角度  $\theta$  の角度を持つことになる。そして基礎断層画像を通る投影線上の各画素値の最大値が、最大画素値になる。同様に、 $XY$  平面上で、 $s$  軸の  $s$  と、角度  $\theta$  とを変更しながら基礎断層画像を通る投影線上のそれぞれの最大画素値を計算する。上述の一連の手順が終了すると、今度は  $Z$  軸の位置を変えて、同様に  $s$  軸と角度  $\theta$  とを変更しながら投影線上のそれぞれの最大画素値を計算する。計算された最大画素値はコントロール部 10 を介して、最大画素値メモリ部 24 に書き込まれる。第 1 実施例では、 $XY$  平面上で  $s$  軸と角度  $\theta$  とを変更しながら基礎断層画像を投影して、さらに  $Z$  軸の位置を変えて基礎断層画像を投影したが、もちろん、 $YZ$  平面上で  $s$  軸と角度  $\theta$  とを変更しながら基礎断層画像を投影して、さらに  $X$  軸の位置を変えて基礎断層画像を投影してもよいし、 $ZX$  平面上で  $s$  軸と角度  $\theta$  とを変更しながら基礎断層画像を投影して、さらに  $Y$  軸の位置を変えて基礎断層画像を投影してもよいし、投影の方向に関しては特に限定されない。

【0045】(ステップ S4) さらに、ステップ S3 で計算された最大画素値の  $XYZ$  の各座標  $(x, y, z)$  が求められる。即ち、最大画素値によって最大画素値座標が特定されることになる。また、前記座標  $(x, y, z)$  は  $(\theta, s, z)$  でも表すことができる。従って、各座標  $(x, y, z)$  を  $\theta, s, z$  の関数で表すことにして、 $x$  を  $x(\theta, s, z)$  として、 $y$  を  $y(\theta, s, z)$  として、 $z$  を  $z(\theta, s, z)$  とする。特定された最大画素値座標はコントロール部 10 を介して、最大画素値座標メモリ部 25 に書き込まれる。

【0046】(ステップ S5) 基礎断層画像メモリ部 22 内の基礎断層画像と、最大画素値メモリ部 24 内の最大画素値とは、読み出し命令によってコントロール部 10 を介して、MIP 投影部 14 によって MIP 投影データに投影される。詳述すると、ステップ S3 で計算された各最大画素値を投影値とする MIP 投影データが導出されることになる。この MIP 投影データを、 $\theta, s, z$  の関数として  $M(\theta, s, z)$  で表すことにする。MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  はコントロール部 10 を介して、MIP 投影データメモリ部 26 に書き込まれる。

【0047】(ステップ S6) MIP 投影データメモリ部 26 内の MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  は読み出し命令によってコントロール部 10 を介して、部位特定部 15 によって MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  に特定される。詳述すると、MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  上の画素値の最大値が、MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  として自動的に抽出される。また、部位特定部 15 の説明でも述べたように、変形例としてステップ S5 で投影された MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  を画面表示部 9 によってモニタに表示さ

せて、マウス等といった入力操作装置から作業員 (オペレータ) の入力操作に基づいて MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  を求めるようにしてもよい。特定された MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  はコントロール部 10 を介して、MIP 特定部位メモリ部 27 に書き込まれる。

【0048】(ステップ S7) 基礎断層画像メモリ部 22 内の基礎断層画像と、MIP 特定部位メモリ部 27 内の MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  と、最大画素値座標メモリ部 25 内の最大画素値座標  $(x, y, z)$  とは、読み出し命令によってコントロール部 10 を介して、ECT 画像特定部 16 によって ECT 特定画像に特定される。詳述すると、MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  と、最大画素値座標  $(x, y, z)$  とに基づいて、基礎断層画像の中から ECT 特定画像が特定される。即ち、MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  を代入することによって、 $\theta, s, z$  の関数である  $x(\theta_1, s_1, z_1)$ 、 $y(\theta_1, s_1, z_1)$ 、及び  $z(\theta_1, s_1, z_1)$  が絞り込まれて、複数の各最大画素値座標  $(x, y, z)$  が限られた候補数個、あるいは 1 個の座標  $(x_1, y_1, z_1)$  ( $= (x(\theta_1, s_1, z_1), y(\theta_1, s_1, z_1), z(\theta_1, s_1, z_1))$ ) に特定される。そして、絞り込まれた座標  $(x_1, y_1, z_1)$  をそれぞれの断面  $E_x(y, z)$  と  $E_y(z, x)$  と  $E_z(x, y)$  に代入することによって、ECT 特定画像である  $E_x(y_1, z_1)$ 、 $E_y(z_1, x_1)$ 、及び  $E_z(x_1, y_1)$  が特定されることになる。特定された ECT 特定画像はコントロール部 10 を介して、ECT 特定画像メモリ部 28 に書き込まれる。また、この ECT 特定画像が、第 1 実施例で最終的に求められる断層画像である。ECT 特定画像の各断面  $E_x(y_1, z_1)$ 、 $E_y(z_1, x_1)$ 、及び  $E_z(x_1, y_1)$  を画面表示部 9 によってモニタにそれぞれ表示することで、作業員 (オペレータ) は複数の基礎断層画像を検索することなく、すぐに被検体 P の特定の部位に関する ECT 特定画像を特定して、さらに特定の部位が微小部位、例えば腫瘍等でもそれらを明確に表示することができる。

【0049】以上の一連の手順から、以下の様な作用・効果をもたらす。即ち、ステップ S2 で再構成された基礎断層画像を、ステップ S3 から S5 までの一連の MIP 処理を施すことによって、MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  が投影される。この MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  は最大画素値を投影値としており、腫瘍等は画素値が高いので、腫瘍等の微小部位でも、MIP 投影データから容易に微小部位に相当する部分が判断できる。そして、ステップ S6 で、MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  から、MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  が特定される。また、微小部位の正確な位置を求めるべく、最終的に求められる断層画像である ECT 特定画像



を検索するときでも、この時点（ステップ S 7）で、基礎断層画像は既に求められている。従って、上述したように MIP 投影データ  $M(\theta, s, z)$  が導出されて、MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  が特定されると、それぞれのメモリに格納された最大画素値座標  $(x, y, z)$  及び MIP 特定部位  $(\theta_1, s_1, z_1)$  に基づいて、複数個の基礎断層画像を検索することなく、すぐに被検体 P の特定の部位に関する断層画像である ECT 断層画像を特定することができる。

【0050】〔第 2 実施例〕次に第 2 実施例について図面を参照しながら説明する。図 4 は、第 2 実施例の ECT 装置（以下、適宜「第 2 実施例装置」と略記する）の要部構成を示す概略図である。図 5 は、第 2 実施例に係る演算部 7 とメモリ部 8 との内部をそれぞれ具体的にあらわしたブロック図である。なお、第 1 実施例と共通する箇所については同符号を付して、その箇所の説明を省略する。

【0051】第 2 実施例の ECT 装置は、図 4 に示すように、第 1 実施例と同様の天板 1、ガンマカメラ 2、ガントリ 3、天板移動機構 4、ガントリ回転機構 5、輝度位置計算部 6、演算部 7、メモリ部 8、画面表示部 9、及びコントロール部 10 を備えている。

【0052】上述の構成以外に、第 2 実施例装置は、図 4 に示すように、X 線 CT 装置 34 と ECT 装置との両データの相互のリンクが行えるように以下の構成を備えている。即ち、X 線 CT 装置 34 は図示を省略する X 線 CT 用の天板、X 線管等を備えているとともに、X 線検出器 35、データ収集手段（DAS）36、及び X 線 CT 用のコントロール部 37 を備えている。そして、ECT 装置と X 線 CT 装置 34 とは、信号ラインやインターフェースやケーブル等に代表される通信回線 38 によって相互に接続されている。また、X 線 CT 装置 34 で撮影される被検体 P は、後述する XCT 断層の位置合わせを ECT 装置内の基礎断層画像に基づいて行うので、ECT 装置で撮影された被検体 P と同一である。

【0053】上述の構成を有することによって、X 線 CT 装置 34 で撮影された断層画像や投影データ等の各データと、ECT 装置内の基礎断層画像や基礎投影データや MIP 投影データや ECT 断層画像等の各データとを、通信回線 38 を介して、相互に送受信することができる。

【0054】第 2 実施例の特徴部分に沿って詳述すると、X 線 CT 装置 34 において、X 線管から X 線ビーム B を被検体 P に向けて照射する。被検体 P を透過した X 線ビーム B は X 線検出器 35 によって検出されて、X 線検出信号となる。X 線検出信号はデータ収集手段（DAS）36 によって X 線透過データとなる。この X 線透過データは、X 線ビーム B の被検体 P に対する投影データとなる。以下、データ収集手段（DAS）36 によって得られたこの被検体 P に対する投影データを、ECT 装

置に関するデータと区別して、XCT 投影データと定義づけることにする。この XCT 投影データは、X 線 CT 装置 34 内のメモリ部（図示省略）に格納されているが、必要に応じて、ECT 装置内のコントロール部 10 に随時送信される。また、この XCT 投影データは、本発明における第 3 の投影データに相当して、データ収集手段（DAS）36 は、本発明における第 3 の投影データ導出手段に相当する。

【0055】また、この XCT 投影データは X 線 CT 装置 34 から得られたデータなので、ECT 装置から得られた基礎投影データよりも正確な位置情報を有する。

【0056】また、被検体の特定の部位に関する断層画像をより効率良く特定することから、ステップ S 1 の ECT 撮影を行う前に、予め X 線 CT 装置 34 で被検体 P を撮影する方が好ましい。

【0057】次に、第 2 実施例の特徴部分である演算部 7 とメモリ部 8 との内部について、図 5 を参照してそれぞれ詳しく説明する。

【0058】先ず、演算部 7 の具体的構成について説明する。第 1 実施例と同様の ECT 再構成部 11、MIP 処理部 12、部位特定部 15、及び ECT 画像特定部 16 を備えている（MIP 処理部 12 内の最大画素値座標特定部 13 と、MIP 投影部 14 とは省略）。上述の構成以外に、第 2 実施例装置の演算部 7 は、図 5 に示すように、XCT 再構成部 17 と、位置合わせ部 18 と、XCT 画像特定部 19 と、重ね合わせ部 20 とを備えている。

【0059】XCT 再構成部 17 は、後述する XCT 投影データメモリ部 29 から読み出された XCT 投影データ、即ち上記データ収集手段（DAS）36 によって導出されて、図 4 中の通信回線 38 を介して ECT 装置内のコントロール部 10 に送信された XCT 投影データに基づいて XCT 断層画像を再構成する機能を備えている。また、XCT 投影データは基礎投影データよりも正確な位置情報を有しているため、上記 XCT 断層画像も基礎断層画像よりも正確な位置情報を有していることになる。この XCT 断層画像は、本発明における第 3 の断層画像に相当して、この XCT 再構成部 17 は、本発明における第 2 の画像再構成手段に相当する。

【0060】位置合わせ部 18 は、基礎断層画像メモリ部 22 から読み出された基礎断層画像と、後述する XCT 断層画像メモリ部 30 から読み出された XCT 断層画像とに基づいて、XCT 断層画像の位置合わせを行う機能を備えている。なお、XCT 断層画像メモリ部 30 から読み出された XCT 断層画像とは、即ち上記 XCT 再構成部 17 から再構成された XCT 断層画像のことである。また、XCT 断層画像の位置合わせによって補正された XCT 断層画像を、補正 XCT 断層画像と定義づけることにする。この補正 XCT 断層画像は、本発明における「位置合わせが行われた第 3 の断層画像」に相当し

て、この位置合わせ部 18 は、本発明における位置合わせ手段に相当する。

【0061】XCT画像特定部 19 は、MIPデータメモリ部 23 内のMIP特定部位メモリ部 27 (図5では図示省略) から読み出されたMIP特定部位と、MIPデータメモリ部 23 内の最大画素値座標メモリ部 25

(図5では図示省略) から読み出された最大画素値座標と、後述する補正XCT断層画像メモリ部 31 から読み出された補正XCT断層画像の内からXCT特定画像を特定する機能を備えている。なお、補正XCT断層画像メモリ部 31 から読み出された補正XCT断層画像とは、即ち上記位置合わせ部 18 によって補正された補正XCT断層画像のことである。このXCT特定画像は、本発明における第4の断層画像に相当して、このXCT画像特定部 19 は、本発明における第2の断層画像特定手段に相当する。

【0062】重ね合わせ部 20 は、ECT特定画像メモリ部 28 から読み出されたECT特定画像と、後述するXCT特定画像メモリ部 32 から読み出されたXCT特定画像とを重ね合わせる機能を備えている。なお、XCT特定画像メモリ部 32 から読み出されたXCT特定画像とは、即ちXCT画像特定部 19 から特定されたXCT特定画像のことである。また、ECT特定画像とXCT特定画像とを重ね合わせることにによってできた画像を、重ね合わせ特定画像と定義づけることにする。この重ね合わせ特定画像は、第2実施例で最終的に求められる断層画像であり、この重ね合わせ部 20 は、本発明における重ね合わせ手段に相当する。

【0063】続いて、メモリ部 8 の具体的構成について説明する。第1実施例と同様の基礎投影データメモリ部 21、基礎断層画像メモリ部 22、MIPデータメモリ部 23、及びECT特定画像メモリ部 28 とを備えている(MIPデータメモリ部 23 内の最大画素値メモリ部 24 と、最大画素値座標メモリ部 25 と、MIP投影データメモリ部 26 と、及びMIP特定部位メモリ部 27 とは省略)。上述の構成以外に、第2実施例装置のメモリ部 8 は、図5に示すように、XCT投影データメモリ部 29 と、XCT断層画像メモリ部 30 と、補正XCT断層画像メモリ部 31 と、XCT特定画像メモリ部 32 と、重ね合わせ特定画像メモリ部 33 とを備えている。

【0064】XCT投影データメモリ部 29 は、データ収集手段(DAS) 36 によって導出されたXCT投影データが図4中の通信回線 38 とコントロール部 10 とを介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたXCT投影データはコントロール部 10 を介して、XCT再構成部 17 によってXCT断層画像に再構成されたり、画面表示部 9 によってモニタに表示されたりする。

【0065】XCT断層画像メモリ部 30 は、XCT再

構成部 17 から再構成されたXCT断層画像がコントロール部 10 を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたXCT断層画像はコントロール部 10 を介して、位置合わせ部 18 によって補正XCT断層画像に補正されたり、画面表示部 9 によってモニタに表示されたりする。

【0066】補正XCT断層画像メモリ部 31 は、位置合わせ部 18 から補正された補正XCT断層画像がコントロール部 10 を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された補正XCT断層画像はコントロール部 10 を介して、XCT画像特定部 19 によってXCT特定画像に特定されたり、画面表示部 9 によってモニタに表示されたりする。

【0067】XCT特定画像メモリ部 32 は、XCT画像特定部 19 から特定されたXCT特定画像がコントロール部 10 を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出されたXCT特定画像はコントロール部 10 を介して、重ね合わせ部 20 によって重ね合わせ特定画像に重ね合わされたり、画面表示部 9 によってモニタに表示されたりする。

【0068】重ね合わせ特定画像メモリ部 33 は、重ね合わせ部 20 から重ね合わされた重ね合わせ特定画像がコントロール部 10 を介して書き込まれ、読み出し命令によって読み出される、読み書き可能な機能を備えている。なお、読み出された重ね合わせ特定画像はコントロール部 10 を介して、画面表示部 9 によってモニタに表示されたりする。また、重ね合わせ部 20 の説明で述べたように、この重ね合わせ特定画像が、第2実施例で最終的に求められる断層画像である。

【0069】次に、撮影を開始してから、被検体の特定の部位に関する断層画像を求めるまでの第2実施例に係る一連の手順について、図6のフローチャートを参照して説明する。また、ステップS1のECT撮影を行う前に、X線CT装置 34 で被検体 P を撮影して、X線検出器 35 とデータ収集手段(DAS) 36 とによってXCT投影データを導出して、さらにそのXCT投影データを通信回線 38 を介してECT装置内のコントロール部 10 に送信して、XCT再構成部 17 によってXCT投影データから3次元のXCT断層画像に再構成するまでの一連の手順が既に終了しているものとする。

【0070】(ステップS1~S7) 基礎投影データの導出からECT特定画像の特定までの一連の手順は、第1実施例の手順と同様なので、その説明を省略する。なお、ステップS1~S7の後に、ステップS8以降の手順を行う必要はなく、ステップS1~S7と、ステップS8以降とが並列処理で行われる手順であってもよい。

【0071】(ステップS8) 基礎断層画像メモリ部 2

2内の基礎断層画像と、XCT断層画像メモリ部30内のXCT断層画像とは、読み出し命令によってコントロール部10を介して、位置合わせ部18によって3次元の補正XCT断層画像に補正される。補正された補正XCT断層画像はコントロール部10を介して、補正XCT断層画像メモリ部31に書き込まれる。詳述すると、XCT断層画像の座標系を、基礎断層画像の座標系に校正して、その校正された座標系に合わせてXCT断層画像を位置合わせして補正する。第1実施例と同様に、XCT特定画像や最終的に求められる重ね合わせ特定画像は、あらゆる方向の断面に対する補正XCT断層画像を必要としなく、3方向の断面に対する2次元の補正XCT断層画像だけでよい。3方向については特に限定されないが、後で補正XCT断層画像からXCT特定画像を特定して、そのXCT特定画像とECT特定画像とから重ね合わせて重ね合わせ特定画像を求めることから、上記画像と同じ3方向の断面にする方が好ましい。この場合、ECT特定画像等がX軸、Y軸、Z軸の3方向の断面なので、補正XCT断層画像もX軸、Y軸、Z軸の3方向の断面に特定する。従って、3方向の断面に対する補正XCT断層画像を、それぞれ「 $C_1(y, z)$ 」と「 $C_1(z, x)$ 」と「 $C_2(x, y)$ 」として、XCT特定画像の特定(ステップS9)を行い、重ね合わせ特定画像に重ね合わせ(ステップS10)をする。

【0072】(ステップS9)補正XCT断層画像メモリ部31内の補正XCT断層画像と、MIPデータメモリ部23内のMIP特定部位メモリ部27(図5では図示省略)内のMIP特定部位( $\theta_1, s_1, z_1$ )と、MIPデータメモリ部23内の最大画素値座標メモリ部25(図5では図示省略)内の最大画素値座標( $x, y, z$ )とは、読み出し命令によってコントロール部10を介して、XCT画像特定部19によってXCT特定画像に特定される。特定されたXCT特定画像はコントロール部10を介して、XCT特定画像メモリ部32に書き込まれる。詳述すると、第1実施例のステップS7と同様に、MIP特定部位( $\theta_1, s_1, z_1$ )と、最大画素値座標( $x, y, z$ )とに基づいて、限られた候補数個、あるいは1個の座標( $x_1, y_1, z_1$ )に絞り込まれる。そして、絞り込まれた座標( $x_1, y_1, z_1$ )をそれぞれの断面 $C_1(y, z)$ と $C_1(z, x)$ と $C_2(x, y)$ とに代入することによって、XCT特定画像である $C_1(y_1, z_1)$ 、 $C_1(z_1, x_1)$ 、及び $C_2(x_1, y_1)$ が特定されることになる。また、変形例としてXCT特定画像を特定する際に、上述の補正XCT断層画像とMIP特定部位

( $\theta_1, s_1, z_1$ )及び最大画素値座標( $x, y, z$ )以外に、ECT特定画像をも参照して、XCT特定画像を特定してもよい。その場合、ECT特定画像をも参照してXCT特定画像を特定することでステップS8の位置合わせを兼ねているので、ステップS8の位置合

わせを省略することも可能である。

【0073】(ステップS10)ECT特定画像メモリ部28内のECT特定画像と、XCT特定画像メモリ部32内のXCT特定画像とは、読み出し命令によってコントロール部10を介して、重ね合わせ部20によって重ね合わせ特定画像に重ね合わせられる。重ね合わせられた重ね合わせ特定画像はコントロール部10を介して、重ね合わせ特定画像メモリ部33に書き込まれる。重ね合わせの例として、上述したようにX線CT装置34で求められた各データは、ECT装置で求められた各データよりも正確な位置情報を有しているので、腫瘍等の微小部位以外の部分は、XCT特定画像のデータ(座標及び画素値)をそのまま参照してきて、腫瘍等の微小部位はECT特定画像のデータ(座標及び画素値)をそのまま参照して重ね合わせる手法が挙げられる。上述の重ね合わせ以外にも、重ね合わせに通常用いられる手法ならば、特に限定されない。また、この重ね合わせ特定画像が、第2実施例で最終的に求められる断層画像である。

【0074】以上の一連の手順から、以下の様な作用・効果をもたらす。即ち、ECT撮影を行う前に予め求められたXCT投影データやXCT断層画像は、基礎投影データや基礎断層画像よりも正確な位置情報を有している。そして、ステップS8で補正された補正XCT断層画像は、基礎断層画像に基づく位置に合わせられることになる。さらに、ステップS9で特定されたXCT特定画像は、第1実施例のECT特定画像と同様に、最大画素値座標( $x, y, z$ )及びMIP特定部位( $\theta_1, s_1, z_1$ )に基づいて、補正XCT断層画像から特定されることになる。また、XCT特定画像は、ECT特定画像と同様の手順を踏んで求められているので、XCT投影データやXCT断層画像は、基礎投影データや基礎断層画像よりも正確な位置情報を有しているならば、XCT特定画像もまたECT特定画像よりも正確な位置情報を有していることになる。従って、ステップS10で重ね合わされた重ね合わせ特定画像は、第1実施例で求められたECT特定画像よりも正確な位置情報を有することができる。さらに、微小部位等のデータは、ECT特定画像から参照されるので、腫瘍等でも明確に上記重ね合わせ特定画像を表示することができる。

【0075】この発明は、上記実施形態に限られることなく、下記のように変形実施することができる。

(1) 上述した第1及び第2実施例装置では、単一のガンマ線を検出して被検体の断層画像を再構成するSPEC装置であったが、陽子(Positron)の消滅によって発生する複数本のガンマ線を検出して複数個の検出器で同時にガンマ線を検出したときのみ被検体の断層画像を再構成するPET(Positron Emission Tomography)またはPCT(Positron CT)装置等に例示されるように、SPEC装置以外のECT装置で第1及び第2実施例装置

を構成してもよい。また、第 1 及び第 2 実施例装置は ECT 装置以外でも、X 線 CT 装置等に例示されるように、被検体の放射線検出信号に基づいて被検体の断層画像を求める断層画像処理装置ならば、特に限定されない。

【0076】(2) 上述した第 1 及び第 2 実施例装置では、MIP 処理によって得られた MIP 投影データを、本発明における第 2 の投影データとしたが、MIP 処理以外でも、被検体の放射線検出信号に基づいて得られる第 1 の断層画像（基礎断層画像）と、この断層画像を投影させる投影面とを結ぶ投影線分上の 1 点の座標における画素値を投影値として得られる投影データならば、特に限定されない。

【0077】(3) 上述した第 2 実施例装置では、通信回線によって ECT 装置と X 線 CT 装置とを接続して、X 線 CT 装置で得られた XCT 投影データを ECT 装置に送信して演算処理を行ったが、必ずしも ECT 装置と X 線 CT 装置 34 とを分離する必要はない。例えば、図 7 に示すように、被検体 P または装置を移動させて、同じ装置内で ECT 撮影と X 線 CT 撮影を切り換えて、通信回線を介することなく、同じコントロール部 10 内で X 線 CT 装置 34 と ECT 装置との両データを処理するように構成してもよい。

【0078】被検体 P を移動させる場合には、図 7 中の点線の被検体 P に位置する箇所に、X 線 CT 装置 34 を設置する。そして、X 線 CT 装置 34 用のガントリ 39 と X 線管 40 とを配設して、X 線管 40 から被検体 P に向けて照射された X 線ビーム B は、X 線検出器 35 とデータ収集手段（DAS）36 とによって XCT 投影データに変換される。そして、XCT 投影データは通信回線を介することなく、同じコントロール部 10 内で位置合わせ等の処理が行われることになる。

【0079】図 7 のさらなる変形例として、ECT 装置用のガントリ 3 と X 線 CT 装置 34 用のガントリ 39 とを 1 つにまとめて、ガンマカメラ 2 と、X 線検出器 35 ・ X 線管 40 とを切り換える手段（図示省略）を備える装置が挙げられる。上述の構成を有することによって、1 つのガントリだけで ECT 装置と X 線 CT 装置との両方の機能を備えることができ、装置の設置面積の軽減を図ることができる。

【0080】(4) 上述した第 2 実施例装置では、X 線 CT 装置の X 線検出器から検出された X 線検出信号に基づいて得られた投影データを、本発明における第 3 の投影データとしたが、X 線 CT 装置以外でも、第 2 実施例装置に係る SPECT 装置から得られた第 1 の投影データに相当する基礎投影データよりも正確な位置情報を有する投影データならば、どの断層画像処理装置の放射線検出信号から得られた投影データでも特に限定されない。もちろん、第 1 の投影データが SPECT 装置以外から得られた投影データの場合でも、第 3 の投影データ

が第 1 の投影データよりも正確な位置情報を有するならば、特に限定されないことは言うまでもない。

【0081】(5) 上述した第 1 及び第 2 実施例装置のステップ S1 では、被検体 P の移動・ガンマカメラ 2 の回転が終了してから、基礎投影データを導出していたが、被検体 P の移動・ガンマカメラ 2 の回転に伴って、ガンマ線 G の検出信号を輝度位置計算部 6 に随時送って基礎投影データを導出してもよい。同様に、ステップ S2 は、ステップ S1 での基礎投影データの導出が終了してから、基礎断層画像を導出していたが、基礎投影データが導出されると、基礎投影データを ECT 再構成部 11 に随時送って基礎断層画像を導出してもよい。同様に、以下の手順（ステップ）でも、前のステップで各データが導出または計算されると、その結果を演算部 7 の具体的構成の各部分（例えば、部位特定部 15 等）に随時送って、直ぐに次のステップに進むような並列処理でもよい。上述のように並列処理をすることによって、演算部 7 等の負荷は大きくなるが、被検体の特定の部位に関する断層画像をより効率良く特定することができる。

【0082】

【発明の効果】以上に詳述したように、請求項 1 の発明に係る断層画像処理装置によれば、第 2 の投影データは、座標特定手段によって特定された座標の画素値を投影値としているので、その座標の持っている情報は第 2 の投影データに反映されている。従って、第 1 の断層画像上の微小部位の座標を座標特定手段によって特定することにより、第 2 の投影データから微小部位の画素値を明確に反映することができる。また、部位特定手段の時点で、第 1 の断層画像は第 1 の画像再構成手段で既に求められているので、第 2 の投影データが導出されると、複数の第 1 の断層画像の中から断層画像を検索することなく、すぐに被検体の特定の部位に関する断層画像である第 2 の断層画像を特定することができる。

【0083】請求項 2 の発明に係る断層画像処理装置によれば、第 2 の画像再構成手段によって再構成された第 3 の断層画像は第 1 の断層画像よりも正確な位置情報を有していることから、第 2 の断層画像と、第 2 の断層画像特定手段によって第 3 の断層画像の中から特定された第 4 の断層画像とを、重ね合わせ手段から重ね合わせた断層画像は、請求項 1 の発明で求められた断層画像よりも正確な位置情報を有することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 実施例の ECT 装置の要部構成を示す概略図である。

【図 2】第 1 実施例装置に係る演算部とメモリ部との具体的構成を示したブロック図である。

【図 3】撮影を開始してから、被検体の特定の部位に関する断層画像を求めるまでの手順を示した第 1 実施例に係るフローチャートである。

【図 4】第 2 実施例の ECT 装置の要部構成を示す概略

図である。

【図5】第2実施例装置に係る演算部とメモリ部との具体的構成を示したブロック図である。

【図6】撮影を開始してから、被検体の特定の部位に関する断層画像を求めるまでの手順を示した第2実施例に係るフローチャートである。

【図7】変形例でのECT装置の要部構成を示す概略図である。

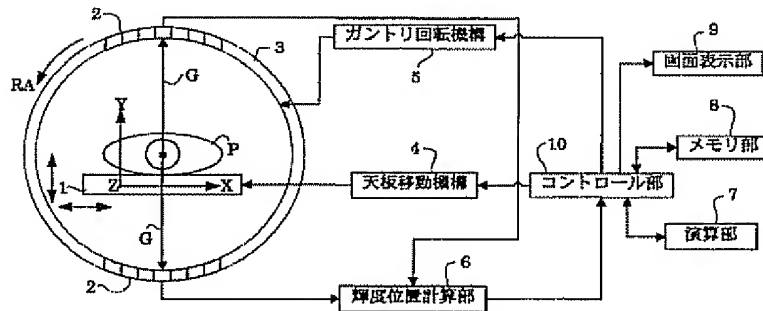
【図8】MIP処理の説明に供する断層画像に対する投影モデル図である。

【符号の説明】

- 1 … 天板
- 2 … ガンマカメラ
- 6 … 輝度位置計算部
- 7 … 演算部
- 8 … メモリ部
- 10 … コントロール部
- 11 … ECT再構成部
- 12 … MIP処理部
- 13 … 最大画素値座標特定部
- 14 … MIP投影部
- 15 … 部位特定部
- 16 … ECT画像特定部

- \* 17 … XCT再構成部
- 18 … 位置合わせ部
- 19 … XCT画像特定部
- 20 … 重ね合わせ部
- 21 … 基礎投影データメモリ部
- 22 … 基礎断層画像メモリ部
- 23 … MIPデータメモリ部
- 24 … 最大画素値メモリ部
- 25 … 最大画素値座標メモリ部
- 10 26 … MIP投影データメモリ部
- 27 … MIP特定部位メモリ部
- 28 … ECT特定画像メモリ部
- 29 … XCT投影データメモリ部
- 30 … XCT断層画像メモリ部
- 31 … 補正XCT断層画像メモリ部
- 32 … XCT特定画像メモリ部
- 33 … 重ね合わせ特定画像メモリ部
- 34 … X線CT装置
- 35 … X線検出器
- 20 36 … データ収集手段(DAS)
- P … 被検体
- G … ガンマ線
- \* B … X線ビーム

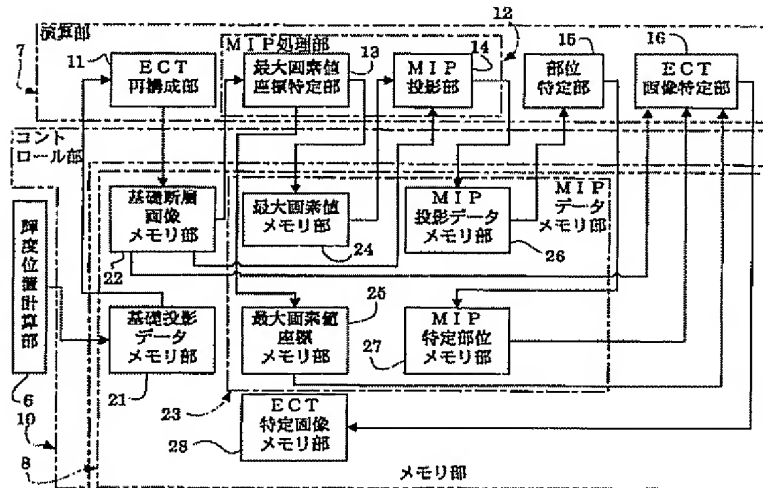
【図1】



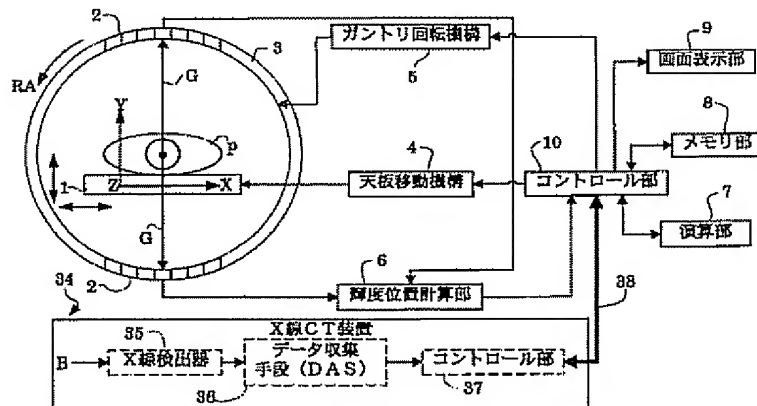
【図3】



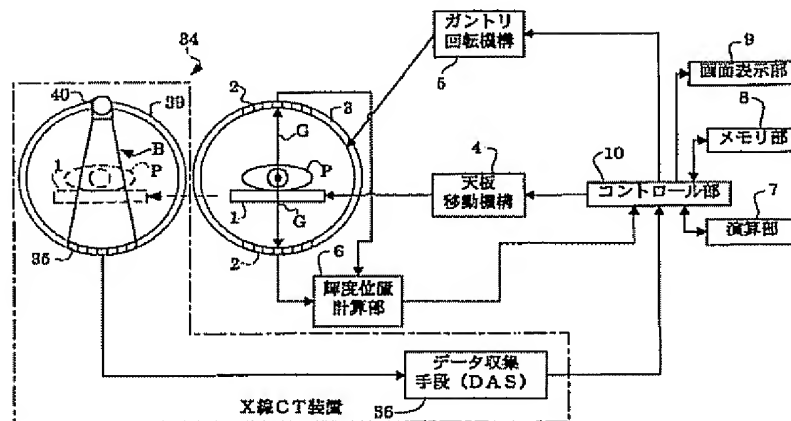
【図2】



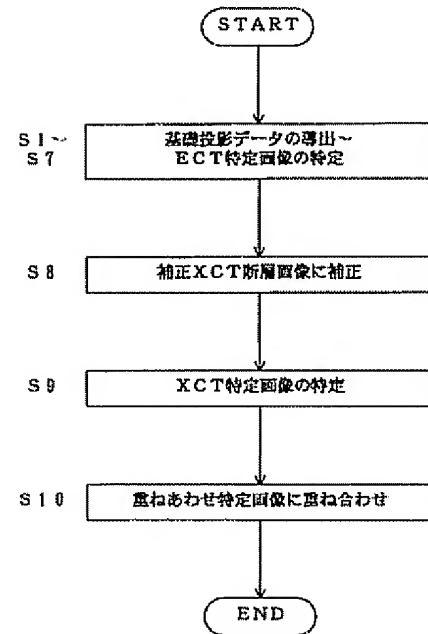
【図4】



【図7】

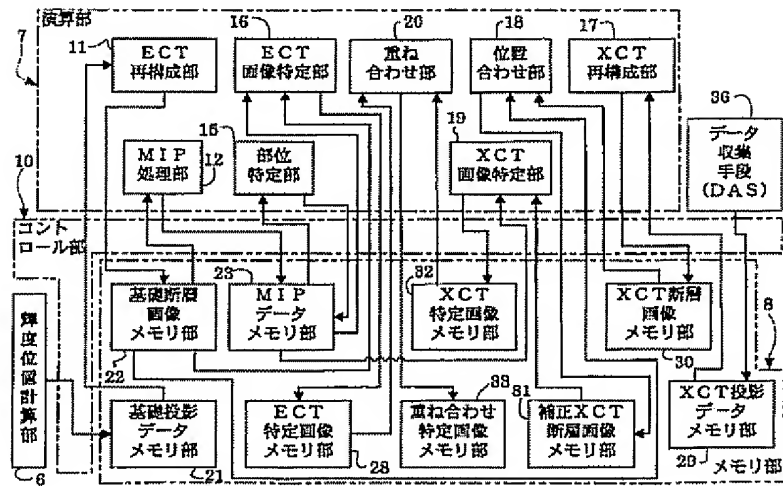


【図6】

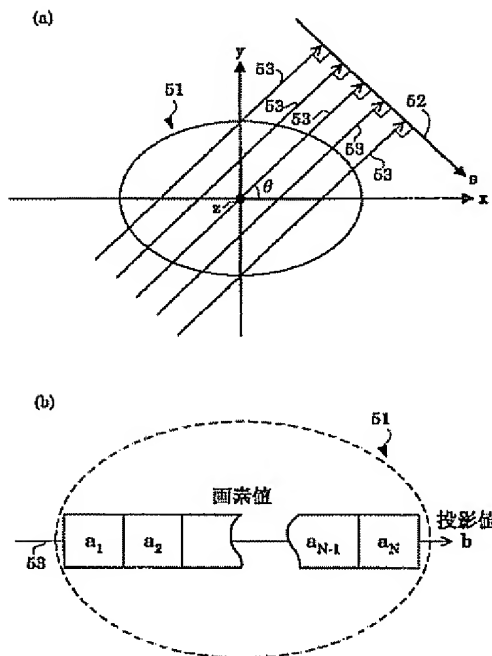




【図5】



【図8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 JJ06  
KK33 KK35  
4C093 AA26 CA18 FF17 FF37 FF42  
5B057 AA08 BA03 CA02 CA08 CA12  
CA16 CB02 CB08 CB12 CB16  
CE10 DA07 DA08 DB02 DB09  
DC19